



⑮ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 44 05 848 A 1**

⑤① Int. Cl.⁶:
A 61 F 9/013
A 61 B 17/38

②① Aktenzeichen: P 44 05 848.9
②② Anmeldetag: 23. 2. 94
②③ Offenlegungstag: 31. 8. 95

DE 44 05 848 A 1

⑦① Anmelder:
Schrage, Norbert, Dr.med., 52070 Aachen, DE

⑦④ Vertreter:
Kohlmann, K., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52064 Aachen

⑦② Erfinder:
gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Gerät zur Veränderung der Brechkraft der Hornhaut des Auges

⑤⑦ Um ein preiswertes Operationsgerät zu schaffen, mit dem sich insbesondere auch in der ambulanten Praxis brechungsbedingte Fehlsichtigkeiten behandeln lassen, das weitgehend unabhängig von der Erfahrung des Operateurs eine hohe Perforationssicherheit und geringe postoperative Nachwirkungen gewährleistet, wird erfindungsgemäß ein ein Antriebsmittel aufweisendes sich stirnseitig verjüngendes Hohlrohr zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut vorgeschlagen.

DE 44 05 848 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 07.95 508 035/66

8/28

Die Erfindung betrifft ein Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut zur Behandlung von insbesondere brechungsbedingten Fehlsichtigkeiten.

Derartige Geräte zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut sind für andere Zwecke bekannt. Der Zweck der bekannten Geräte besteht darin, aus der Hornhaut Proben zu entnehmen. Aus der EP 0424945 ist beispielsweise ein Entnahmegerät bekannt, das aus einer inneren und einer äußeren Nadel aufgebaut ist. Die innere Nadel ist in der äußeren Nadel beweglich angeordnet. Des weiteren ist aus der EP 0358990 eine Vorrichtung zur Durchführung einer Trepanation, insbesondere an der Augenvorderkammer bekannt, bei der ein im wesentlichen kreisförmiger Trepan durch ein handbetätigtes Zugmittel in eine Drehbewegung versetzt wird. Ferner sind aus der EP 0248569, der EP 0536508 sowie der EP 0170650 verschiedene Operationsgeräte bekannt, mit denen sich Schnitte am Auge durchführen lassen.

Ferner ist es aus der EP 0261242 an sich bekannt, bei Geräten zur Durchführung von Operationen am Auge die Schnitttiefe der Schneidwerkzeuge zu begrenzen.

Sämtliche der vorgenannten Geräte dienen jedoch nicht der Behandlung von Fehlsichtigkeiten. Fehlsichtigkeiten ergeben sich durch vom normalsichtigen (emmetropen) Auge abweichenden Hornhautkrümmungen. Beim emmetropen Auge geht man davon aus, daß die gekrümmte Hornhaut und die natürliche Linse im wesentlichen die parallel einfallenden Lichtstrahlen so brechen, daß ihr Brennpunkt in der Netzhautebene liegt. Besteht jedoch ein Mißverhältnis zwischen der Brechkraft und der Achsenlänge des optischen Systems, so liegt die oben erwähnte Fehlsichtigkeit (Ammetropie) vor, wobei bei einem kurzsichtigen (myopen) Auge der Brennpunkt vor der Netzhaut und bei einem weitsichtigen (hyperopen) Auge der Brennpunkt hinter der Netzhaut liegt. Wenn die Krümmung der Hornhaut in verschiedenen Richtungen unterschiedlich groß ist, bilden die einfallenden Lichtstrahlen keinen gemeinsamen Brennpunkt. In solchen Fällen spricht man von einem Astigmatismus. Ein Astigmatismus wirkt sich auf der Netzhaut durch Verzerrungen aus. Gemischte Myopien und Hyperopien kombiniert mit Astigmatismen machen rund 64% aller Fehlsichtigkeiten aus.

Gewöhnliche Korrekturmittel für derartige Fehlsichtigkeiten sind im wesentlichen Brillen und Kontaktlinsen. Starke Fehlsichtigkeiten versucht man durch operative Eingriffe zu beseitigen. Ziel der operativen Eingriffe ist eine Veränderung der Hornhautkrümmung und damit eine Verlegung des Brennpunktes auf die Netzhaut. Folgende Operationsmethoden und Geräte zur Veränderung der Hornhautkrümmung sind erwähnenswert:

Zunächst die radiäre Keratotomie, bei der mehrere radiale Schnitte in die Peripherie der Hornhaut gelegt werden, wodurch die Hornhaut an Krümmungsradius verliert und somit eine geringere Brechkraft bekommt. Zwar handelt es sich bei der "radiären Keratotomie" um ein erprobtes, mit relativ geringem Zeitaufwand durchführbares Verfahren, jedoch ist die Vorhersagegenauigkeit auf den Einfluß der Korrektur der Fehlsichtigkeit relativ gering. Nachteilig an diesem Verfahren ist die Schwächung der Hornhaut, so daß es sogar zu Perforationen kommen kann, was zum Abbruch der Operation zwingt. Darüber hinaus ist die radiäre Keratotomie vorwiegend auf das myope Auge begrenzt. Ferner sei noch auf die Keilexzision und die Epikeratophakie verwiesen.

Bei den beiden vorgenannten Verfahren handelt es sich um große operative Eingriffe mit den üblichen damit verbundenen Risiken. Insbesondere besteht auch bei den beiden vorgenannten Operationsmethoden ein recht großes Risiko der Perforation der Hornhaut.

Des weiteren sind weniger aufwendige Operationsmethoden unter Zuhilfenahme von Lasern bekanntgeworden. Besonders hervorzuheben in diesem Zusammenhang ist die seit 1987 praktizierte Methode der photorefraktiven Keratektomie (corneal shaping) bei der das Hornhautzentrum mit ultravioletten Strahlenimpulsen abgetragen wird. Diese seit 1987 in etwa 50 000 Fällen angewandte Methode mit einem ultravioletten Laser (Excimerlaser) ist recht gut erprobt, bei guter Vorhersagbarkeit des Ergebnisses. Nachteilig ist jedoch, daß die etwa DM 500 000,00 teuren Excimerlaser sich bei den niedergelassenen Ärzten kaum mit Erfolg einführen lassen. Nach einer Laserbehandlung kann es darüber hinaus zu einer sogenannten Haze kommen. Damit ist eine Blendwirkung aufgrund der Narbenbildung im Zentrum der Hornhaut gemeint. Ferner besteht bei einer Überdosierung der Laserbehandlung die Gefahr der Perforation der Hornhaut. Weiterhin birgt die Laserbehandlung eine Infektionsgefahr.

Neben den erprobten ultravioletten Laserverfahren wurden bereits einzelne Versuche mit Infrarotlasern und Mikrowellen durchgeführt. Beide vorgenannten Verfahren basieren auf einer Schrumpfung und Narbenbildung im Hornhautstroma mit mäßig definierter Verziehung der Hornhaut. Ausreichende Praxiserfahrungen über diese Verfahren liegen noch nicht vor. Eine Anwendung am menschlichen Auge ist eher unwahrscheinlich.

Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein preiswertes Gerät zu schaffen, mit dem sich insbesondere auch in der ambulanten Praxis brechungsbedingte Fehlsichtigkeiten behandeln lassen, das möglichst weitgehend unabhängig von der Erfahrung des Operateurs eine hohe Perforationssicherheit und geringe postoperative Nachwirkungen gewährleistet.

Die Erfindung basiert auf dem Gedanken, mit einem spitzen Operationsgerät Vertiefungen in der Hornhaut des Auges herzustellen. Im Bereich der Vertiefungen (Punktion) kommt es zu einer sofortigen Aufsteilung der Hornhaut. Damit verbunden ist eine Veränderung der Brechkraft. In Abhängigkeit der Anordnung der Punktionen und deren Größe lassen sich verschiedene Effekte zur Beeinflussung von Fehlsichtigkeiten erzielen. Dieser Lösungsansatz ist insofern bemerkenswert, als die Verwendung eines nadelgleichen und zudem auch noch angetriebenen Operationsgeräts eine Perforation erwarten läßt. Gleichwohl wird die vorstehend genannte Aufgabe durch ein ein Antriebsmittel aufweisendes sich stirnseitig verjüngendes Hohlrohr gelöst, dessen stirnseitiger Durchmesser im Bereich zwischen 10–700 µm liegt, vorzugsweise etwa 160 µm. Dies entspricht allenfalls dem Durchmesser einer Nadel. Trotzdem ist dieses Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut in hohem Maße perforationssicher, da sich das Hohlrohr kontinuierlich auf den auf der Hornhaut wirkenden Durchmesser verjüngt. Das Hohlrohr weist hierzu einen vorbestimmten Winkel im Bereich seiner Verjüngung auf. Der Winkel bezogen auf die gedachte Längsachse des Hohlrohres wird im folgenden als Schneidenwinkel bezeichnet. Die stirnseitige Verjüngung des erfindungsgemäßen Operationsgerätes führt mit zunehmender Schnitttiefe auf ihrem Schnittweg

durch die Hornhaut durch seitliche Reibung am Schnitttrand und Eindellung der Hornhaut zu einer Abstützung des Operationsgerätes, so daß ein weiteres Vertiefen der Hornhaut ab einem durch die Geometrie des Hohlrohres bestimmten Eindringweg unmöglich ist. Als zusätzliche Sicherheit, um eine Perforation der Hornhaut auszuschließen, ist im Bereich der Verjüngung ein den Eindringweg des Hohlrohres in die Hornhaut begrenzender Abstandshalter vorgesehen. Dieser Abstandshalter setzt beim Erreichen eines vorzugsweise voreinstellbaren Eindringwegs auf der Hornhaut seitlich des Hohlrohres auf und verhindert damit ein weiteres Eindringen. Der Abstandshalter ist als nicht angetriebenes (statisches) Hüllrohr ausgebildet, das in geeigneter Weise an dem Antriebsmittel befestigt ist und sich von dort aus das Hohlrohr ummantelnd erstreckt.

Ein weiterer zentraler Vorteil des erfindungsgemäßen Operationsgerätes, insbesondere in Verbindung mit einem schnelldrehenden Antrieb besteht darin, daß gleichzeitig mit der Herstellung der Vertiefung in der Hornhaut das Gewebe über das Hohlrohr entnommen wird. Als Nebeneffekt lassen sich daher mit dem Operationsgerät steril Proben entnehmen und für verschiedene Zwecke weiterverarbeiten.

Der einfache Aufbau des Operationsgerätes erlaubt dessen Anwendung für jeden Augenarzt in ambulanter Praxis. Teure Großanlagen wie bei der Laserablation sind nicht notwendig. Darüber hinaus ist bei Anwendung des erfindungsgemäßen Operationsgerätes die Perforationsgefahr minimal. Die Hornhaut bleibt wesentlich stabiler als bei sämtlichen bekannten Verfahren, da sie weder durch einen Flächenabtrag noch durch längere Schnitte geschwächt wird. Eine minimale Vertiefung der Hornhaut neigt nicht zur Perforation unter hoher Belastung.

In Ausgestaltungen der Erfindung wird anstelle der schnell drehenden Turbine ein das Hohlrohr in oszillierende Bewegungen versetzendes Antriebsmittel verwendet oder ein Antriebsmittel, das auf Ultraschallbasis arbeitet. Die oszillierende Bewegung kann sowohl in Längsrichtung des Hohlrohres als auch um dessen Längsachse erfolgen. In einer solchen Ausgestaltung wird es allerdings erforderlich sein, das mit dem Operationsgerät geschnittene Hornhautgewebe mit geeigneten Maßnahmen, beispielsweise per Unterdruck, aus der Vertiefung zu entnehmen. Entscheidend für den Behandlungserfolg ist nämlich eine sichere Entfernung des von dem Hohlrohr hergestellten Stanzkörpers aus der Hornhaut. Nur dann zeigt die Hornhaut die gewünschten langfristigen, brechkraftändernden Effekte. Bei Verwendung eines Turbinenantriebs verbessert sich mit zunehmender Turbinendrehzahl der Behandlungserfolg. Bevorzugte Turbinendrehzahlen liegen im Bereich zwischen 10 und 30 000 U/min.

Zur Verlängerung der Wartungsintervalle des Operationsgerätes kann das Hohlrohr im Bereich der Verjüngung, insbesondere an seiner stirnseitigen Öffnung, gehärtet sein. Hierzu eignet sich entweder die Ausbildung als Diamantspitze oder die Härtung der metallischen Spitze mit allgemein bekannten Verfahren.

Die richtige Anordnung der Vertiefungen in der Hornhaut, um das gewünschte Behandlungsziel zu erreichen, läßt sich durch eine wie eine Schablone wirkende Kontaktlinse gemäß Anspruch 15 erheblich erleichtern. Diese Kontaktlinse muß nicht zwingend rund sein, sondern kann in den Grenzen der Gestalt der Hornhaut auch andere Formen aufweisen.

Die beispielsweise mit einem Cyanacrylat auf der

Hornhaut befestigte Kontaktlinse besitzt an den Stellen Öffnungen, an denen der Chirurg die Vertiefungen vorzusehen hat (vgl. Ansprüche 12, 13). Der Durchmesser der Öffnungen ist so abgestimmt, daß die Mechanismen zum Begrenzen des Eindringweges des Hohlrohres ungehindert wirken können.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand der Zeichnungen des näheren erläutert. Es zeigen

Fig. 1 eine schematische Teilansicht des erfindungsgemäßen Geräts,

Fig. 2 die Darstellung eines erfindungsgemäßen Hohlrohres jedoch ohne Antriebsmittel, teilweise geschnitten,

Fig. 3 eine Darstellung des von dem Abstandshalter ummantelten Hohlrohres sowie

Fig. 4 eine Darstellung eines verstellbaren Abstandshalters.

Fig. 1 zeigt eine schematische Teilansicht des erfindungsgemäßen Geräts zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut, im folgenden als Operationsgerät 1 bezeichnet. Das Operationsgerät 1 besteht im wesentlichen aus einer Antriebseinheit 2, die das in Fig. 1 nur teilweise dargestellte Hohlrohr 3 in Drehbewegung versetzt. Bei voller Drehzahl erreicht das Hohlrohr 3 etwa 30 000 U/min. Das Hohlrohr 3 wird von einem fest an der Antriebseinheit 2 befestigten Hohlrohr 4 ummantelt, das als Abstandshalter den Eindringweg des Hohlrohres 3 in die Hornhaut auf höchstens 0,6 mm begrenzt.

Einzelheiten des Hohlrohres 3 ergeben sich aus Fig. 2. Wie deutlich dort zu erkennen, besteht das Hohlrohr 3 aus einem Schaft 6 mit einer Halterung 7, um das Hohlrohr 3 sicher in das Bohrfutter 8 (vgl. Fig. 1) einspannen zu können. Der Schaft 6 geht an dem der Halterung 7 abgewandten Seite in einen schlankeren Abschnitt 9 über, der sich schließlich stirnseitig auf den auf der Hornhaut wirksamen Durchmesser 11 verjüngt. Dieser auf der in der Zeichnung nicht dargestellten Hornhaut wirksame Durchmesser des kreisförmigen Hohlrohres 3 soll im folgenden als Spitze 11 bezeichnet werden. Der von der Spitze 11 ausgehende Kanal 12 des Hohlrohres 3 muß sich nicht zwangsläufig durch das gesamte Hohlrohr erstrecken. Ein durchgehender Kanal 12 ist allerdings vorteilhaft, da sich dann das mit dem Hohlrohr 3 entnommene Gewebe problemlos mit einem auf den Durchmesser des Kanals abgestimmten Mandrin entfernen läßt.

Im gezeigten Ausführungsbeispiel besitzt der vordere Abschnitt des Hohlrohres 3 folgende Geometrie: Der schlankere Abschnitt 9 des Hohlrohres 3 weist einen Durchmesser von 1,5 mm auf, die sich auf der Länge 13 von 1,5 mm auf den Durchmesser der Spitze 11 von 0,16 mm verjüngt. Daraus resultiert ein Schneidenwinkel 14 von etwa 240. Aus Fig. 2 ist weiterhin ersichtlich, daß die Verjüngung von dem schlankeren Abschnitt 9 zur Spitze 11 gleichmäßig verläuft. Hierauf ist jedoch die Erfindung keineswegs beschränkt. Es ist durchaus auch ein konvexer Verlauf, der sich zwischen der Spitze 11 und dem schlankeren Abschnitt 9 erstreckenden Außenwand 15 denkbar. Ferner sind je nach Anwendungsfall die unterschiedlichsten Abmessungen für den Durchmesser der Spitze 11 im Bereich zwischen 10–700 µm und damit entsprechende Abmessungen des schlankeren Abschnitts 9 des Hohlrohres 3 denkbar. In der Regel wird bei einem größeren Durchmesser der Spitze 11 die Außenwand 15 stärker nach außen gewölbt sein, um Perforationen sicher zu verhindern. Bei kleineren Spitzen kann demgegenüber der Schneidenwinkel noch etwas spitzer als in dem gezeigten Ausführungsbeispiel sein.

rungsbeispiel sein.

Aus Fig. 3 ist eine genauere Darstellung des Hohlrohres 3 in Verbindung mit dem als Abstandshalter wirkenden Hüllrohr 4 zu sehen. Eine antriebsseitig an dem Hüllrohr 4 dargestellte Büchse 16 (vgl. Fig. 1) läßt sich über einen entsprechenden an der Antriebseinheit 2 angeordneten Zapfen 17 stülpen, so daß das Hüllrohr 4 fest auf der Antriebseinheit 2 sitzt. Auch das Hüllrohr 4 verjüngt sich stetig, um die freie Sicht des Operators auf das Operationsfeld nicht zu behindern. Das Hüllrohr 4 endet in einem Abstand vor der Spitze 11 des Hohlrohres 3, so daß der abgerundete Anschlag 19 des Hüllrohres 4 sanft auf der Hornhaut aufsetzt, wenn die gewünschte Eindringtiefe der Außenwand 15 des Hohlrohres 3 in die Hornhaut erreicht ist. Der Abstand des Anschlags 19 von der Spitze 11 muß wegen der unvermeidlichen Eindellung der Hornhaut etwas größer als der gewünschte Eindringweg gewählt werden. Andernfalls würde der Anschlag 19 zu früh auf der Hornhaut aufsetzen. Verschiedene Abstände zwischen Spitze 11 einerseits und Anschlag 19 andererseits lassen sich entweder durch einen Wechselsatz unterschiedlich langer Hüllrohre 4 realisieren oder durch ein fein einstellbares Hüllrohr 21, wie es sich aus Fig. 4 ergibt. Die Ausgestaltung und Wirkung des Hüllrohres 21 entspricht dem der Fig. 3, so daß hierauf nicht näher eingegangen werden braucht. Der wesentliche Unterschied besteht darin, daß das Hüllrohr 21 antriebsseitig geteilt ist. Das den Anschlag 19 aufweisende Ende des Hüllrohres 21 weist eine Mikrometerschraube 22 auf, die in Verbindung mit dem entsprechenden Gewinde 23 eine Feinverstellung des Abstandes des Anschlags 19 zur in Fig. 4 nicht gezeigten Spitze 11 des Hohlrohres 3 zuläßt.

Zur Handhabung des Operationsgerätes bei einer Operation wird auf die Verfahrensansprüche 12, 13 und 14 verwiesen, deren Verfahrensschnitte sich jedoch auch an anderen optischen Linsen mit Abbildungsfehlern durchführen lassen, so beispielsweise am toten Auge oder auch an anderen optischen Linsen, die den eingangs beschriebenen Wirkmechanismus der Aufsteilung zeigen. Der Chirurg wird versuchen, das Operationsgerät in einem möglichst rechten Winkel zu einer gedachten Tangentialebene an die Hornhaut des Auges heranzuführen. Der vermittels der schnelldrehenden Antriebseinheit 2 etwa mit 30 000 U/min drehende Hohlbohrer 3 wird sodann unter leichtem Druck auf der Hornhaut aufgesetzt, um die gewünschte Vertiefung herzustellen. Nach einem vorbestimmten Eindringweg, der zum einen durch das sich verjüngende Hohlrohr und zum anderen durch den Abstandshalter begrenzt ist, zieht er das Hohlrohr langsam und gleichmäßig aus der Vertiefung zurück. In dem in Fig. 2 dargestellten Kanal 12 befindet sich nun das Hornhautgewebe, das durch die schnelldrehende Turbine zugleich auch exakt aus der Vertiefung gelöst wird. Je nach gewünschtem Behandlungsziel wird die Zahl und Anordnung der herzustellenden Vertiefungen variiert. Das im Kanal 12 befindliche Hornhautgewebe wird mit Hilfe eines in den Zeichnungen nicht dargestellten Mandrins nach Entnahme des Hohlrohres 3 aus dem Bohrfutter 8 entfernt. Hierzu wird der Mandrin halterungsseitig durch das Hohlrohr 3 in Richtung der Spitze 11 gestoßen.

Patentansprüche

1. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut mit einer Handhabe und einem Schneidmittel zur Behandlung von insbesondere bre-

chungsbedingten Fehlsichtigkeiten, gekennzeichnet durch ein ein Antriebsmittel aufweisendes sich stirnseitig verjüngendes Hohlrohr.

2. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch einen im Bereich der Verjüngung angeordneten Abstandshalter, der den Eindringweg des Hohlrohres in die Hornhaut begrenzt.

3. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstandshalter den Eindringweg in die Hornhaut auf höchstens 0,6 mm begrenzt.

4. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Entfernung zwischen Hornhaut und Abstandshalter durch ein auf den Abstandshalter wirkendes Verstellmittel veränderlich ist.

5. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Verstellmittel eine Feinjustierung, insbesondere mit einer Mikrometerschraube als Verstellorgan, aufweist.

6. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach einem der Ansprüche 2—5, dadurch gekennzeichnet, daß der das Hohlrohr ummantelnde als statisches Hüllrohr ausgebildete Abstandshalter sich vom Antriebsmittel erstreckt.

7. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach einem der Ansprüche 1—6, dadurch gekennzeichnet, daß der stirnseitig auf der Hornhaut wirksame Durchmesser des kreisförmigen Hohlrohres (Spitze) im Bereich 10 bis 700 µm liegt, vorzugsweise etwa 160 µm.

8. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach einem der Ansprüche 1—7, dadurch gekennzeichnet, daß das lösbar mit dem Hohlrohr verbundene Antriebsmittel eine schnell drehende Turbine, vorzugsweise mit 10 000—30 000 U/min ist und die lösbare Verbindung zwischen Hohlrohr und Antriebsmittel vorzugsweise einen Schnellverschluß aufweist.

9. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach einem der Ansprüche 1—7, dadurch gekennzeichnet, daß das Antriebsmittel das Hohlrohr in eine oszillierende Bewegung versetzt.

10. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach einem der Ansprüche 1—7 und 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Antriebsmittel auf Ultraschallbasis arbeitet.

11. Gerät zur Herstellung von Vertiefungen in der Hornhaut nach einem der Ansprüche 1—10, dadurch gekennzeichnet, daß das Hohlrohr im Bereich der Verjüngung, insbesondere an seiner Spitze gehärtet ist, vorzugsweise in Form einer Diamantspitze.

12. Verfahren zur Korrektur von optischen Linsen, insbesondere der Hornhaut des Auges, gekennzeichnet durch eine im wesentlichen zirkuläre Anordnung von Vertiefungen um das Zentrum der Linse.

13. Verfahren zur Korrektur von optischen Linsen mit Abbildungsfehlern, insbesondere Astigmatismen der Hornhaut des Auges, dadurch gekennzeichnet, daß Vertiefungen im Bereich der steileren Achse der Linse angeordnet werden.

14. Verfahren zur Korrektur von optischen Linsen nach Anspruch 12 oder 13, gekennzeichnet durch

die Verwendung eines ein Antriebsmittel aufweisenden sich stirnseitig verjüngenden Hohlrohres nach einem der Ansprüche 1—11.

15. Auf der Hornhaut fixierbare Kontaktlinse zum erleichterten Herstellen von Vertiefungen mit dem 5
Gerät nach einem der Ansprüche 1—11, gekennzeichnet durch entsprechend der zu behandelnden Fehlsichtigkeit auf der Kontaktlinse angeordnete Öffnungen, deren Durchmesser so auf das sich 10
stirnseitig verjüngende Hohlrohr abgestimmt ist, daß ein ungehindertes Herstellen von Vertiefungen möglich ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

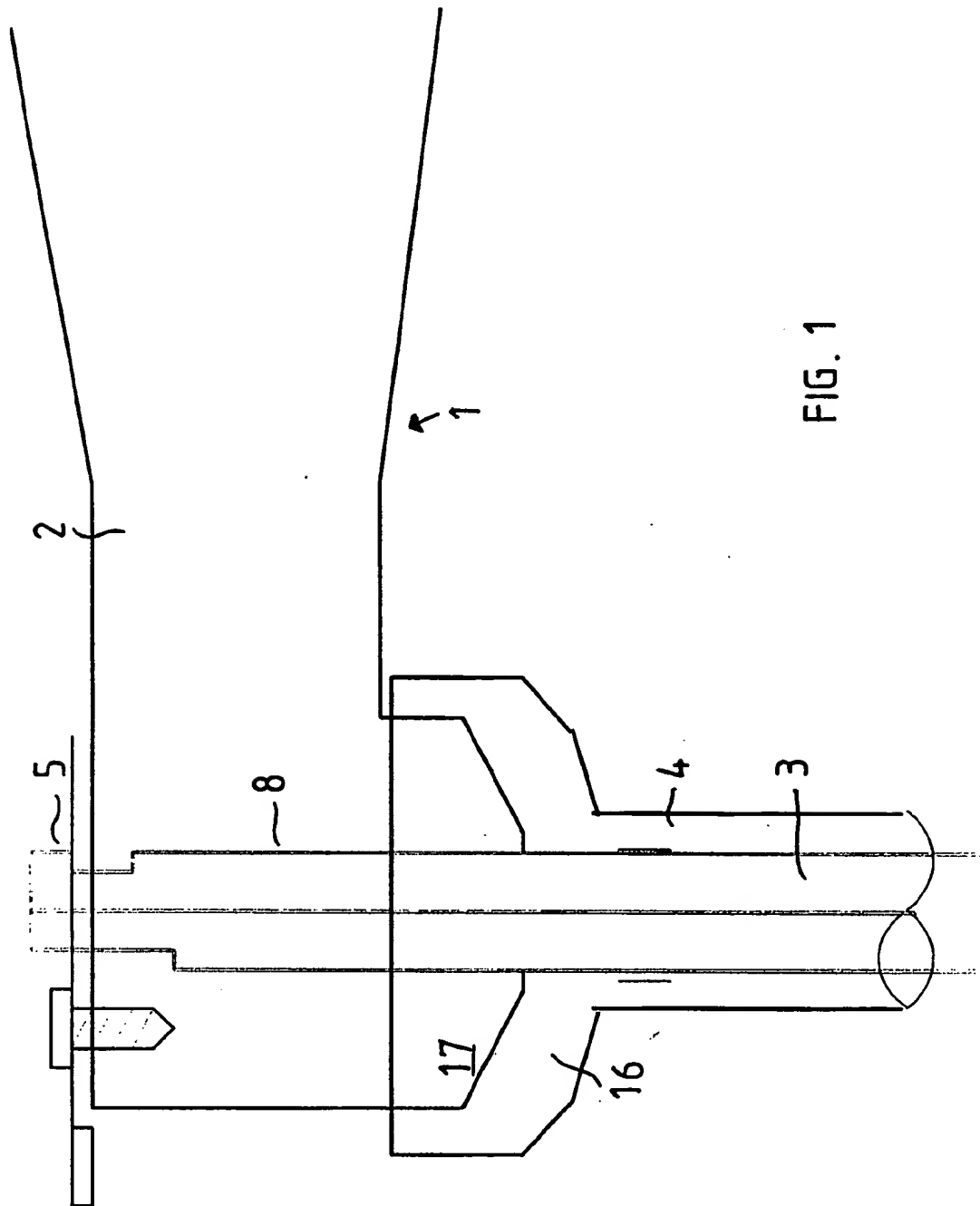
55

60

65

- Leerseite -

THIS PAGE BLANK (USPTO)



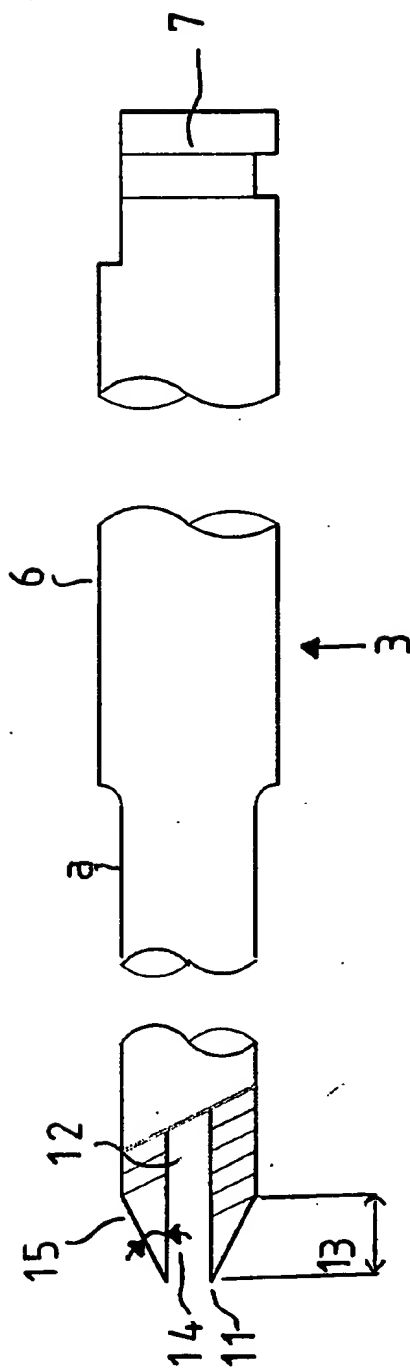


FIG. 2

